



**Europäisches
Patentamt**

**European
Patent Office**

**Office européen
des brevets**

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

98810930.2

BEST AVAILABLE COPY

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

I.L.C. HATTEN-HECKMAN

DEN HAAG, DEN
THE HAGUE,
LA HAYE, LE

15/10/99

THIS PAGE BLANK (USPTO)



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

Blatt 2 der Bescheinigung
Sheet 2 of the certificate
Page 2 de l'attestation

Anmeldung Nr.:
Application no.: 98810930.2
Demande n°:

Anmeldetag:
Date of filing: 17/09/98
Date de dépôt:

Anmelder:
Applicant(s):
Demandeur(s):
Hiltebrandt, Siegfried
75438 Knittlingen
GERMANY

Bezeichnung der Erfindung:
Title of the invention:
Titre de l'invention:
Biegsame Welle sowie ein dieses aufweisendes chirurgisches Instrument

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed / Priorité(s) revendiquée(s)

Staat:
State:
Pays:

Tag:
Date:
Date:

Aktenzeichen:
File no.
Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation:
International Patent classification:
Classification internationale des brevets:
A61B17/32, F16C1/02

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten:
Contracting states designated at date of filing: AT/BE/CH/CY/DE/DK/ES/FI/FR/GB/GR/IE/IT/LI/LU/MC/NL/PT/SE
Etats contractants désignés lors du dépôt:

Bemerkungen:
Remarks:
Remarques:

Die Anmeldung wurde am 17.08.1998 vom ursprünglichen Anmelder:
Sulzer Orthopädie AG auf den oben genannten Anmelder umgeschrieben.

Die ursprüngliche Bezeichnung der Anmeldung lautet: Chirurgisches
Instrument

THIS PAGE BLANK (USPTO)

23. 09. 1998

P.6909 He/ph

Sulzer Orthopädie AG, CH-6340 Baar

5

Chirurgisches Instrument

Die Erfindung betrifft ein chirurgisches Instrument gemäss dem Oberbegriff des unabhängigen Patentanspruchs.

10

Instrumente der gattungsgemässen Art gibt es in unzähligen Ausführungsvarianten. Instrumente, wie sie auf dem Gebiet der Endoskopie und speziell auf dem Gebiet der Arthroskopie zum Einsatz kommen, weisen typischerweise ein Aussenrohr auf, welches in einem distalen Bereich, häufig im Bereich des distalen Endes des Aussenrohrs, eine Öffnung aufweist, in welcher Gewebe aufgenommen werden kann. In dem Aussenrohr ist ein Innenrohr angeordnet, welches in einem distalen Bereich, häufig am distalen Ende des Innenrohrs, mit einem Schneidwerkzeug versehen ist. Das Schneidwerkzeug kann direkt an dem Innenrohr angeformt sein, es kann aber auch ein separat herstellbares Teil sein, welches mit dem Innenrohr verbunden worden ist, z.B. durch Schweissen. Mit Hilfe des Schneidwerkzeugs kann am Ort des Einsatzes Gewebe abgetrennt werden, indem das Innenrohr relativ zum Aussenrohr rotiert. Dieses abgetragene Gewebe wird dann mit Hilfe von Unterdruck zusammen mit Spülflüssigkeit, die bei dieser Art der Operation normalerweise zum Einsatz kommt, durch das Innenrohr abgesaugt.

- 2 -

- Mit den typischen (geradlinig verlaufenden) Instrumenten, die auf dem Gebiet der Endoskopie und insbesondere auf dem Gebiet der Arthroskopie zum Einsatz kommen, ist es jedoch für den behandelnden Arzt manchmal schwer oder sogar unmöglich, das Schneidwerkzeug an den gewünschten Ort zu bewegen (z.B. an die Unterseite der Patella, an die oberen und unteren Bereiche der Femurkondylen, oder an Bereiche der mondsichelförmig verlaufenden Menisci, insbesondere deren Vorder- und Hinterhörner), an welchem das Schneiden des Gewebes erfolgen soll. Unter "Gewebe" soll dabei jede Art von Gewebe verstanden werden, also Weichgewebe, Gewebe mittlerer Härte (wie z.B. Knorpelgewebe), aber auch sehr hartes Gewebe (wie z.B. Knochengewebe). Entsprechend sollen unter dem Begriff "Schneiden" alle in diesem Gebiet üblichen Arten von Abtragen verstanden werden, also insbesondere Schneiden, Fräsen, etc..
- 5
- 10
- 15 Um das Vordringen an solche nicht oder bestenfalls nur schwer zugänglichen Orte zu erleichtern, stehen auch von der typischen geradlinigen Form abweichende Instrumente zur Verfügung, z.B. solche, bei denen das Instrument im distalen Bereich abgewinkelt ist. Mit Hilfe derartiger Instrumente ist es einfacher, an Orte zu gelangen, die mit den herkömmlichen
- 20 geradlinig ausgeführten Instrumenten nur schwer oder gar nicht zugänglich sind.

- Es ist unmittelbar einleuchtend, dass bei einem solchen nicht geradlinig ausgeführten Instrument der starre proximale Teil des Innenrohrs die
- 25 Antriebskraft bzw. das Antriebsmoment ebenfalls auf das im distalen Bereich, vorzugsweise am distalen Ende, vorgesehene Schneidwerkzeug übertragen muss, jedoch ist dabei der nicht-geradlinige Übergangsbereich zwischen dem proximalen Bereich des Innenrohrs und dem Schneidwerkzeug zu überwinden. Mit anderen Worten, das Innenrohr muss die Antriebskraft bzw.

- 3 -

das Antriebsmoment über einen nicht-geradlinigen Übergangsbereich hinweg auf das Schneidwerkzeug übertragen.

Hierzu ist beispielsweise in der EP-A-0,445,918 ein Instrument beschrieben,
5 welches zwischen dem starren proximalen Bereich und dem distalen Bereich einen flexiblen Übergangsbereich aufweist. Dieser flexible Übergangsbereich ist derart ausgeführt, dass dort mehrere diskrete Öffnungen vorgesehen sind derart, dass der Durchmesser des Innenrohres abwechselnd in der horizontalen bzw. vertikalen Richtung - jeweils senkrecht zur Längsachse des
10 Innerrohres - reduziert ist, sodass zwischen diesen Bereichen lediglich noch Stege vorgesehen sind, wobei benachbarte Stege jedoch miteinander verbunden sind.

Die miteinander verbundenen Stege gewährleisten die Flexibilität des
15 Innenrohres im Übergangsbereich, andererseits gestatten sie eine Übertragung von Kräften oder Momenten auf das distal angeordnete Schneidwerkzeug. Allerdings sind die Kräfte oder Momente, die mit einem derartig ausgebildeten flexiblen Übergangsbereich übertragen werden können, einigermaßen begrenzt. Die Begrenzung der Kräfte oder Momente,
20 die noch auf das Schneidwerkzeug übertragen werden können, ist auch Sinn und Zweck dieser Massnahme, denn die Stege dienen auch als Sollbruchstellen. Überschreiten also die auf das Schneidwerkzeug zu übertragenden Kräfte bzw. Momente einen vorgegebenen Grenzwert, so brechen die Stege. Dadurch wird verhindert, dass bei sehr grossen
25 aufzubringenden Kräften bzw. Momenten das Schneidwerkzeug zersplittern kann und möglicherweise einzelne Bruchstücke des Schneidwerkzeugs am Ort des Eingriffs ins Gewebe gelangen können.

Wie bereits angesprochen, sind die zu übertragenden Kräfte bzw. Momente
30 begrenzt. Gerade bei Wechselbelastungen, wie sie beim oszillierenden

- 4 -

- Betrieb (ständiger Wechsel der Drehrichtung des Innenrohrs relativ zum Aussenrohr) solcher Instrumente auftreten, kann es aber sehr schnell zu Brüchen der Stege kommen. Ein oszillierender Betrieb ist andererseits als Option für den Betrieb eines solchen Instruments ausserordentlich nützlich, weil man gerade bei Gewebe mittlerer Härte und bei hartem Gewebe sehr oft nicht genau vorhersagen kann, welche Drehrichtung zum Abtragen von Gewebe geeigneter ist; zum Teil hängt dies auch von der geometrischen Gestalt des abzutragenden Gewebes ab und von welcher Richtung her man an das abzutragende Gewebe gelangt. Man kann in einigen solcher Fälle mit einem oszillierenden Betrieb des Instruments ein Abtragen von Gewebe erreichen, was mit einem Betrieb in nur einer einzigen Drehrichtung nicht so einfach oder gar nicht möglich wäre. Allerdings erfordert dies, dass die Wechselbelastungen von dem proximalen Bereich des Innenrohrs auf das Schneidwerkzeug übertragen werden können.
- Es ist daher eine Aufgabe der Erfindung, ein Instrument vorzuschlagen, welches ein Innenrohr mit einem flexiblen Bereich aufweist, um auch für nicht-geradlinige Instrumente brauchbar zu sein, andererseits soll der flexible Bereich des Innenrohrs auch eine ausreichende Wechselfestigkeit aufweisen, um den Wechselbelastungen bei oszillierendem Betrieb standhalten zu können. Darüberhinaus soll das Innenrohr einfach in der Herstellung sein, insofern ist es auch eine Aufgabe der Erfindung, ein Rohr vorzuschlagen, welches einen flexiblen Bereich mit einer ausreichenden Wechselfestigkeit aufweist, um entsprechenden Wechselbelastungen standhalten zu können. Dabei soll das Innenrohr als solches natürlich gerade in dem flexiblen Bereich so dicht sein, dass abgesaugte Gewebeteile nicht aus dem Innenrohr austreten können.

- Diese Aufgabe wird durch ein Instrument gelöst, welches die Merkmale des unabhängigen Patentanspruchs aufweist. Insbesondere handelt es sich dabei

- 5 -

um ein chirurgisches Instrument zum Entfernen von Gewebe mit einem Aussenrohr, welches in einem distalen Bereich, vorzugsweise im Bereich des distalen Endes des Aussenrohrs, eine Öffnung zum Aufnehmen von Gewebe aufweist. Ferner umfasst das Instrument ein Innenrohr, welches innerhalb

5 des Aussenrohrs angeordnet ist und einen starren proximalen Bereich aufweist, um Kräfte bzw. Momente, die auf diesen proximalen Bereich wirken, zu einem distalen Bereich des Innenrohrs zu übertragen, vorzugsweise zum distalen Ende des Innenrohrs. Ferner umfasst das Instrument ein

10 Schneidwerkzeug, welches an dem distalen Bereich des Innenrohrs angeordnet ist, vorzugsweise am distalen Ende des Innenrohrs, um Gewebe schneiden zu können, welches im Bereich der Öffnung des distalen Bereichs des Aussenrohrs der Einwirkung des Schneidwerkzeugs ausgesetzt ist. Das Innenrohr weist zwischen seinem starren proximalen Bereich und dem

15 Schneidwerkzeug einen flexiblen Bereich auf. In dem flexiblen Bereich weist das Innenrohr in seiner Wandung einen Schlitz auf, der sich in Längsrichtung des Innenrohrs betrachtet schraubenlinienförmig um die Längsachse des Innenrohrs herum windet und der entlang dieser Schraubenlinie betrachtet mäanderförmig verläuft. Durch diese Ausgestaltung kann die erforderliche Wechselfestigkeit, aber eben auch die notwendige Flexibilität, erreicht

20 werden. Die Begriffe "Schneiden" und "Schneidwerkzeug" sollen - wie bereits früher erläutert - so verstanden werden, dass sie sämtliche in diesem Gebiet üblichen Arten von Abtragen von Gewebe erfassen, also insbesondere schneiden, fräsen, etc.. bzw. entsprechende Werkzeuge, also Schneidwerkzeuge, Fräswerkzeuge, etc..

25

Bei einem Ausführungsbeispiel des Instruments sind durch den mäanderförmig verlaufenden Schlitz abwechselnd Zähne und Einbuchtungen definiert, wobei in jeder Einbuchtung wiederum ein Zahn angeordnet ist und jeder Zahn in einer Einbuchtung angeordnet ist. Die Zähne und

30 Einbuchtungen weisen eine Gestalt auf, die ein axiales Herausgleiten eines

- 6 -

Zahnes aus einer Einbuchtung unmöglich macht. Dies ermöglicht, dass auch bei Instrumenten mit einem abgewinkelten distalen Bereich, bei denen der flexible Bereich zwangsläufig in axialer Richtung auseinandergezogen wird, die Zähne bei einer Drehbewegung des Innenrohrs stets in Eingriff mit der
5 entprechenden Einbuchtung sind, sodass die Kräfte bzw. Momente sicher auf das Schneidwerkzeug übertragen werden.

Ein weitere Ausgestaltung zeichnet sich dadurch aus, dass die im Aussenrohr vorgesehene Öffnung zur Aufnahme des Gewebes im distalen
10 Endbereich des Aussenrohrs angeordnet ist und das Schneidwerkzeug am distalen Ende des Innenrohrs angeordnet ist. Prinzipiell kann die Öffnung nämlich auch an einem anderen Ort als am distalen Ende des Aussenrohrs vorgesehen sein. Der Fall, bei welchem die Öffnung am distalen Ende des Aussenrohrs vorgesehen ist, ist jedoch der häufigste, denn man möchte ja
15 das Instrument - wenn möglich - so wenig tief wie möglich in den Körper des Patienten bzw. in dessen Gelenk einbringen.

Die Breite des Schlitzes in der Wandung des Innenrohrs kann beispielsweise im Bereich von etwa 0.05 mm bis etwa 1 mm liegen, und die Wandstärke des
20 Innenrohrs im Bereich von etwa 0.1 mm bis etwa 0.7 mm, insbesondere im Bereich von etwa 0.15 mm bis etwa 0.5 mm.

Die Steigung der Schraubenlinie, entlang welcher der in der Wandung des Innenrohrs vorgesehene Schlitz verläuft, kann beispielsweise im Bereich von
25 etwa 0.5 mm/Windung bis etwa 4 mm/Windung liegen.

Das Schneidwerkzeug kann als separat herstellbares Element ausgebildet sein, welches mit dem distalen Ende des Innenrohrs verbunden ist. Dadurch ist es möglich, einerseits eine separate Herstellung von Schneidwerkzeug
30 und Innenrohr zu ermöglichen, was den Herstellungsprozess erleichtert,

- 7 -

andererseits können Schneidwerkzeug und Innenrohr zuverlässig miteinander verbunden werden, z.B. durch Schweissen, sodass die Übertragung der Kräfte bzw. Momente auf das Schneidwerkzeug gewährleistet ist. Alternativ kann das Schneidwerkzeug und das Innenrohr
5 auch einstückig, also aus einem Stück, hergestellt sein.

Bei einem weiteren Ausführungsbeispiel kann das Aussenrohr im proximalen Bereich geradlinig verlaufen, während der distale Bereich des Aussenrohrs, in welchem das Schneidwerkzeug angeordnet ist, von dieser vom proximalen
10 Bereich festgelegten geraden Linie abweichend ausgebildet ("abgewinkelt"). Das Innenrohr ist dann so ausgebildet, dass der flexible Bereich des Innenrohrs in einem sich zwischen dem proximalen Bereich und dem distalen Bereich des Aussenrohrs erstreckenden Übergangsbereich zu liegen kommt.

15 Dabei kann der distale Bereich des Aussenrohrs für sich alleine betrachtet ebenfalls geradlinig ausgebildet sein. Der flexible Bereich des Innenrohrs kommt in dem Übergangsbereich, in welchem der proximale Bereich und der distale Bereich ineinander einmünden, zu liegen.

20 Ein weitere unabhängiger Aspekt der Erfindung betrifft ein Rohr (z.B. das im Zusammenhang mit dem Instrument bereits erwähnte Innenrohr) mit einem starren proximalen Bereich und einem distal zu dem starren proximalen Bereich angeordneten flexiblen Bereich. Das Rohr weist in dem flexiblen Bereich in seiner Wandung einen Schlitz auf, der sich in Längsrichtung des
25 Rohrs betrachtet schraubenlinienförmig um die Längsachse des Rohrs herum windet und der entlang dieser Schraubenlinie betrachtet mäanderförmig verläuft. Die Vorteile des Rohrs entsprechen den bereits anhand des Instruments genannten Vorteilen (Wechselfestigkeit, Dichtigkeit, sichere Übertragung der erforderlichen Kräfte bzw. Momente).

30

- 8 -

Durch den mäanderförmig verlaufenden Schlitz sind abwechselnd Zähne und Einbuchtungen definiert, wobei in jeder Einbuchtung wiederum ein Zahn angeordnet ist und jeder Zahn in einer Einbuchtung angeordnet ist und die Zähne und Einbuchtungen eine Gestalt aufweisen, die ein axiales

5 Herausgleiten eines Zahnes aus einer Einbuchtung unmöglich macht.

Die Breite des Schlitzes in der Wandung des Rohrs kann im Bereich von etwa 0.05 mm bis etwa 1 mm liegen, die Wandstärke des Rohrs im Bereich von etwa 0.1 mm bis etwa 0.7 mm, insbesondere im Bereich von etwa 0.15

10 mm bis etwa 0.5 mm.

Die Steigung der Schraubenlinie, entlang welcher der in der Wandung des Innenrohrs vorgesehene Schlitz verläuft, kann im Bereich von etwa 0.5 mm/Windung bis etwa 4.0 mm/Windung liegen.

15

Im folgenden wird die Erfindung anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen, teilweise in schematischer Darstellung und/oder im Schnitt:

Fig. 1 ein Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemässen chirurgischen Instruments in zusammengebautem Zustand,

20

Fig. 2 den Ausschnitt II des flexiblen Bereichs des Innenrohrs aus Fig. 1,

Fig. 3 den Ausschnitt III des flexiblen Bereichs aus Fig. 2,

25

Fig. 4 einen Ausschnitt aus einem anderen Ausführungsbeispiel des flexiblen Bereichs

und

30

Fig. 5 den Ausschnitt V aus dem flexiblen Bereich der Fig. 4.

In Fig. 1 ist ein Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemässen chirurgischen Instruments 1. Man erkennt, dass das Instrument 1 ein Aussenrohr 2 aufweist, in welchem ein Innenrohr 3 drehbar angeordnet ist. Das chirurgische Instrument 1 kann in einem Handstück (nicht dargestellt) aufgenommen werden, in welchem ein Drehantrieb, beispielsweise ein Elektromotor, vorgesehen sein kann zum rotatorischen Antreiben des Innenrohrs 3. Zur Ankopplung an den Drehantrieb ist das Innenrohr 3 an seinem proximalen Ende fest mit einem Kupplungsstück 30 verbunden, welches mit dem Drehantrieb in Eingriff gebracht werden kann. Das Aussenrohr 2 ist an seinem proximalen Ende fest mit einem Arretierungsstück 20 verbunden, welches von dem (nicht dargestellten) Handstück aufgenommen und dann in diesem arretiert wird. Das Kupplungsstück 30 und das mit diesem verbundene Innenrohr 3 sind relativ zu dem Arretierungsstück 20 und dem mit diesem verbundenen Aussenrohr 2 verdrehbar.

Im weiteren Verlauf vom proximalen Ende her beginnend ist das Innenrohr im proximalen Bereich starr ausgebildet bis hin zu einem flexiblen Bereich 31. Dieser flexible Bereich 31 des Innenrohrs 3 erstreckt sich über einen gekrümmten Bereich 21 des Aussenrohrs 2 hinweg im wesentlichen bis hin zu einem Schneidwerkzeug 4, welches mit dem distalen Ende des Innenrohrs 3 verbunden ist. Das Schneidwerkzeug 4 kann als separat herstellbares Element ausgebildet sein, welches dann mittels einer geeigneten Verbindungstechnik, beispielsweise durch Schweissen, mit dem Innenrohr 3 verbunden wird. Alternativ kann das Schneidwerkzeug 4 und das Innenrohr 3 einstückig, also aus einem Stück, hergestellt sein. Unter "schneiden" bzw. "Schneidwerkzeug" sollen dabei - wie bereits früher mehrfach erläutert - alle in diesem Gebiet üblichen Arten von Abtragen verstanden werden, wie z.B.

- 10 -

schneiden, fräsen, etc. bzw. die entsprechenden Werkzeuge, z.B. Schneidwerkzeuge, Fräswerkzeuge, etc.. Das Schneidwerkzeug 4 kann Gewebe abtragen, welches durch eine Öffnung 22 am distalen Ende des Aussenrohrs 2 aufgenommen wird. Das auf diese Weise abgetragene
5 Gewebe kann dann durch den Innenraum des Innenrohrs 3 abgesaugt werden. Dabei ist sichergestellt, wie noch erläutert wird, dass abgetragenes und in das Innenrohr 3 eingesaugtes Gewebe nicht aus dem Innenraum des Innenrohrs 3 gelangen kann. Ferner ist durch die Art und Weise, wie der flexible Bereich 31 ausgebildet ist, sichergestellt, dass auch bei
10 oszillierendem Betrieb die dabei auftretenden Kräfte und Momente sicher auf das Schneidwerkzeug 4 übertragen werden können, der flexible Bereich 31 weist also die dafür notwendige Wechselfestigkeit auf.

Fig. 2 zeigt den Ausschnitt II des flexiblen Bereichs 31 des Innenrohrs 3 in
15 vergrößerter, abgewickelter Darstellung, Fig. 3 zeigt einen Ausschnitt aus Fig. 2 vergrößert. Man erkennt (Fig. 2), dass in der Wandung des Innenrohrs 3 ein Schlitz 5 vorgesehen ist, der sich schraubenlinienförmig um die Längsachse L des Innenrohrs 3 herum windet (der Schlitz ist nicht im gesamten Ausschnitt in Fig. 2 zeichnerisch dargestellt, sondern nur teilweise,
20 er ist aber über den gesamten Bereich 31 vorhanden). Entlang der Schraubenlinie betrachtet verläuft dabei der Schlitz 5 mäanderförmig. Dabei sind durch den mäanderförmigen Verlauf des Schlitzes 5 abwechselnd Zähne 50 und Einbuchtungen 51 definiert. In jede durch den Schlitz 5 gebildete Einbuchtung 51 hinein ragt allerdings wieder ein Zahn 50 hinein. Betrachtet
25 man zwei übereinander angeordnete Schlitzte, so befindet sich zwischen den beiden Schlitzten ein Steg 52. Von diesem Steg stehen in axialer Richtung betrachtet die Zähne abwechselnd nach oben bzw. nach unten ab und ragen in entsprechende Einbuchtungen 51 hinein. Dabei weisen die einzelnen Zähne 50 und Einbuchtungen 51 eine Gestalt auf, die ein axiales
30 Herausgleiten eines Zahnes 50 aus einer Einbuchtung 51 unmöglich macht.

- 11 -

Es ist nämlich klar, dass bei dem gekrümmten ("abgewinkelten") Instrument nach Fig. 1 der flexible Bereich 31 des Innenrohrs 3 einer Beanspruchung auf Zug ausgesetzt ist. Der Schlitz 5 muss also so ausgebildet sein, dass die
5 durch ihn gebildeten Zähne 50 und Einbuchtungen einerseits den gekrümmten Bereich 21 des Aussenrohrs 2 überwinden, andererseits eine Übertragung der erforderlichen Kräfte bzw. Momente auf das Schneidwerkzeug 4 ermöglichen, insbesondere also auch die erforderliche Wechselfestigkeit für oszillierenden Betrieb aufweisen.

10

Bei einem typischen Anwendungsbeispiel kann die Wandstärke der Wandung des Innenrohrs 3 im Bereich von etwa 0.1 mm bis etwa 0.7 mm liegen, insbesondere im Bereich von etwa 0.15 mm bis etwa 0.5 mm; die Breite des Schlitzes 5 kann im Bereich von etwa 0.05 mm bis etwa 1 mm
15 liegen. Die Breite des Schlitzes kann dabei im Verlauf des Schlitzes durchaus variieren, sie muss also nicht in jedem Teilbereich des Schlitzes konstant sein. Die Schraubenlinie 53 des Schlitzes 5, entlang welcher der mäanderförmige Schlitz 5 verläuft, kann beispielsweise eine Steigung aufweisen, die im Bereich von etwa 0.5 mm/Windung bis etwa 4 mm/Windung
20 liegt (ählich einer Gewindesteigung), insbesondere kann sie etwa 0.9 mm betragen. Der Steg 52 kann hier beispielsweise eine Breite von etwa 0.3 mm aufweisen. Das gesamte Innenrohr 3 kann einen Durchmesser von etwa 3 mm aufweisen. Selbstverständlich sind diese Werte nur als beispielhaft zu betrachten und können den jeweiligen Gegebenheiten bzw. Anforderungen
25 angepasst werden.

Mit einem auf diese Weise ausgebildeten Innenrohr 3 können Gewebeteile, die mit Hilfe des Schneidwerkzeugs 4 abgetragen worden sind, zusammen mit einer Spülflüssigkeit durch den Innenraum des Innenrohrs 3 abgesaugt
30 werden, ohne dass durch den Schlitz 5 hindurch Gewebeteile zwischen das

- 12 -

Innenrohr 3 und das Aussenrohr 2 gelangen können, die ein Festfressen des Innenrohrs 3 im Aussenrohr 2 begünstigen könnten.

Ein anderes Ausführungsbeispiel des flexiblen Bereichs ist in Fig. 4 gezeigt, wieder in abgewickelter Darstellung, Fig. 5 zeigt vergrößert den Ausschnitt V aus Fig. 4. Die Bezugszeichen aus Fig. 3 und Fig. 4 sind beibehalten worden, es wurde ihnen lediglich der Buchstabe "a" hinzugefügt. Man erkennt demzufolge in Fig. 4 den Verlauf des Schlitzes 5a entlang der Schraubenlinie 53a, die hier allerdings eine andere Orientierung aufweist als in Fig. 3 (ähnlich einem Rechtsgewinde, während die Schraubenlinie 53 in Fig. 3 ähnlich einem Linksgewinde verläuft). Auch die Form der Zähne 50a und der Einbuchtungen 51a hat sich von einer "eckigen" Ausgestaltung (Fig. 3 und Fig. 4) zu einer "abgerundeten" Ausgestaltung verändert. Gleich geblieben ist jedoch, dass ein Herausgleiten eines Zahnes 50a aus einer Einbuchtung 51a nicht möglich ist. Dies ist besonders gut aus Fig. 5 ersichtlich, in welcher der Zahn 50a in der Einbuchtung 51a angeordnet ist, einmal ohne Zugbeanspruchung (durchgezogene Linie) und einmal mit Zugbeanspruchung (gestrichelte Linie). Im Falle der Zugbeanspruchung (gestrichelte Linie), dies ist bei Instrumenten mit einem zwischen dem proximalen und dem distalen Bereich liegenden gekrümmten Übergangsbereich des Aussenrohrs der Normalfall, liegt der Zahn 50a seitlich fest an der Einbuchtung 51a an, während er im Falle ohne Zugbeanspruchung (durchgezogene Linie) ein geringes Spiel (nämlich die Schlitzbreite an der jeweiligen Stelle) aufweist. Man erkennt in Fig. 5 auch gut, dass die Schlitzbreite entlang des Schlitzes 5a variieren kann. So ist der Schlitz im seitlichen Bereich deutlich breiter als am Kopfende.

Es ist klar, dass noch viele weitere Möglichkeiten des Verlaufs des mäanderförmigen Schlitzes möglich sind. Wesentlich ist, dass der jeweils dadurch gebildete Zahn nicht in axialer Richtung aus seiner zugehörigen

- 13 -

Ausbuchtung herausgleiten kann. Die Gestalt der Zähne und der Einbuchtungen wie auch sonstige Parameter wie Steigung der Schraubenlinie, Stegbreite, Schlitzbreite und deren Variierung entlang des Schlitzes etc., können an die jeweiligen Anforderungen angepasst werden.

- 5 Diese können sich insbesondere durch die Art des Gewebes ergeben, welches mit dem Schneidwerkzeug abgetragen werden soll (weiches Gewebe, gewebe mittlerer Härte, sehr hartes Gewebe). Es ist selbstverständlich, dass auch die Art des Abtragens (Schneiden, Fräsen, etc.) entsprechend dem jeweiligen Gewebe angepasst werden kann, indem
- 10 ein Instrument mit einem entsprechenden Schneidwerkzeug gewählt wird.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

Patentansprüche

1. Chirurgisches Instrument (1) zum Entfernen von Gewebe,
5 mit einem Aussenrohr (2), welches in einem distalen Bereich, vorzugsweise im Bereich des distalen Endes des Aussenrohrs (2), eine Öffnung (22) zum Aufnehmen von Gewebe aufweist,
und mit einem Innenrohr (3), welches innerhalb des Aussenrohrs (2) angeordnet ist und einen starren proximalen Bereich aufweist, um Kräfte bzw.
10 Momente, die auf diesen proximalen Bereich wirken, zu einem distalen Bereich des Innenrohrs (3) zu übertragen, vorzugsweise zum distalen Ende des Innenrohrs (3),
ferner mit einem Schneidwerkzeug (4), welches an dem distalen Bereich des Innenrohrs (3) angeordnet ist, vorzugsweise am distalen Ende des
15 Innenrohrs (3), um Gewebe schneiden zu können, welches im Bereich der Öffnung (22) des distalen Bereichs des Aussenrohrs (2) der Einwirkung des Schneidwerkzeugs (4) ausgesetzt ist,
wobei das Innenrohr (3) zwischen seinem starren proximalen Bereich und dem Schneidwerkzeug (4) einen flexiblen Bereich (31) aufweist,
20 **dadurch gekennzeichnet,**
dass das Innenrohr (3) in dem flexiblen Bereich (31) in seiner Wandung einen Schlitz (5,5a) aufweist, der sich in Längsrichtung des Innenrohrs (3) betrachtet schraubenlinienförmig um die Längsachse (L) des Innenrohrs (3) herum windet und der entlang dieser Schraubenlinie (52,52a) betrachtet
25 mäanderförmig verläuft.
2. Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass durch den mäanderförmig verlaufenden Schlitz (5,5a) abwechselnd Zähne (50,50a) und Einbuchtungen (51,51a) definiert sind, wobei in jeder Einbuchtung (51,51a)
30 wiederum ein Zahn (50,50a) angeordnet ist und jeder Zahn (50,50a) in einer

- 15 -

Einbuchtung (51,51,a) angeordnet ist und die Zähne und Einbuchtungen eine Gestalt aufweisen, die ein axiales Herausgleiten eines Zahnes (50,50a) aus einer Einbuchtung (51,51a) unmöglich macht.

- 5 3. Instrument nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die im Aussenrohr (2) vorgesehene Öffnung (22) zur Aufnahme des Gewebes im distalen Endbereich des Aussenrohrs (2) angeordnet ist und das Schneidwerkzeug (4) am distalen Ende des Innenrohrs (3) angeordnet ist.
- 10 4. Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Breite des Schlitzes (5,5a) in der Wandung des Innenrohrs (3) im Bereich von etwa 0.05 mm bis etwa 1 mm liegt, und dass die Wandstärke des Innenrohrs (3) im Bereich von etwa 0.1 mm bis etwa 0.7 mm, insbesondere im Bereich von etwa 0.15 mm bis etwa 0.5 mm, liegt.
- 15 5. Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Steigung der Schraubenlinie (53,53a), entlang welcher der in der Wandung des Innenrohrs (3) vorgesehene Schlitz (5) verläuft, im Bereich von etwa 0.5 mm/Windung bis etwa 4 mm/Windung liegt.
- 20 6. Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Schneidwerkzeug (4) als separat herstellbares Element ausgebildet ist, welches mit dem distalen Ende des Innenrohrs (3) verbunden ist.
- 25 7. Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Schneidwerkzeug (4) und das Innenrohr (3) einstückig hergestellt sind.

- 16 -

8. Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Aussenrohr (2) im proximalen Bereich geradlinig verläuft, und dass der distale Bereich des Aussenrohrs (2), in welchem das Schneidwerkzeug (4) angeordnet ist, von dieser vom proximalen Bereich
- 5 festgelegten geraden Linie abweichend ausgebildet ist, und dass das Innenrohr (3) so ausgebildet ist, dass der flexible Bereich (31) des Innenrohrs (3) in einem sich zwischen dem proximalen Bereich und dem distalen Bereich des Aussenrohrs (2) erstreckenden Übergangsbereich (21) zu liegen kommt.
- 10 9. Instrument nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass der distale Bereich des Aussenrohrs (2) für sich alleine betrachtet ebenfalls geradlinig ausgebildet ist und der flexible Bereich (31) des Innenrohrs (3) in dem Übergangsbereich (21), in welchem der proximale Bereich und der distale Bereich ineinander einmünden, zu liegen kommt.
- 15
10. Rohr mit einem starren proximalen Bereich und einem distal zu dem starren proximalen Bereich angeordneten flexiblen Bereich (31), dadurch gekennzeichnet, dass das Rohr (3) in dem flexiblen Bereich (31) in seiner Wandung einen Schlitz (5,5a) aufweist, der sich in Längsrichtung des Rohrs
- 20 betrachtet schraubenlinienförmig um die Längsachse (L) des Rohrs herum windet und der entlang dieser Schraubenlinie (53,53a) betrachtet mäanderförmig verläuft.
11. Rohr nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass durch den
- 25 mäanderförmig verlaufenden Schlitz (5,5a) abwechselnd Zähne (50,50a) und Einbuchtungen (51,51a) definiert sind, wobei in jeder Einbuchtung (51,51a) wiederum ein Zahn (50,50a) angeordnet ist und jeder Zahn (50,50a) in einer Einbuchtung (51,51a) angeordnet ist und die Zähne und Einbuchtungen eine Gestalt aufweisen, die ein axiales Herausgleiten eines Zahnes (50,50a) aus
- 30 einer Einbuchtung (51,51a) unmöglich macht.

- 17 -

12. Rohr nach einem der Ansprüche 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet,
dass die Breite des Schlitzes (5,5a) in der Wandung des Rohrs im Bereich
von etwa 0.05 mm bis etwa 1 mm liegt, und dass die Wandstärke des Rohrs
5 im Bereich von etwa 0.1 mm bis etwa 0.7 mm, insbesondere im Bereich von
etwa 0.15 mm bis etwa 0.5 mm, liegt.

13. Rohr nach einem der Ansprüche 10 bis 12, dadurch gekennzeichnet,
dass die Steigung der Schraubenlinie (53,53a), entlang welcher der in der
10 Wandung des Innenrohrs (3) vorgesehene Schlitz (5,5a) verläuft, im Bereich
von etwa 0.5 mm/Windung bis etwa 4 mm/Windung liegt.

EPO - DG 1

- 18 -

23. 09. 1998

Zusammenfassung

Ein chirurgisches Instrument (1) zum Entfernen von Gewebe umfasst ein Aussenrohr (2), welches in einem distalen Bereich, vorzugsweise im Bereich des distalen Endes des Aussenrohrs (2), eine Öffnung (22) zum Aufnehmen von Gewebe aufweist. Es umfasst ferner ein Innenrohr (3), welches innerhalb des Aussenrohrs (2) angeordnet ist und einen starren proximalen Bereich aufweist, um Kräfte bzw. Momente, die auf diesen proximalen Bereich wirken, zu einem distalen Bereich des Innenrohrs (3) zu übertragen, vorzugsweise zum distalen Ende des Innenrohrs (3). Weiterhin umfasst das Instrument ein Schneidwerkzeug (4), welches an dem distalen Bereich des Innenrohrs (3) angeordnet ist, vorzugsweise am distalen Ende des Innenrohrs (3), um Gewebe schneiden zu können, welches im Bereich der Öffnung (22) des distalen Bereichs des Aussenrohrs (2) der Einwirkung des Schneidwerkzeugs (4) ausgesetzt ist, wobei das Innenrohr (3) zwischen seinem starren proximalen Bereich und dem Schneidwerkzeug (4) einen flexiblen Bereich (31) aufweist. Das Innenrohr (3) weist in dem flexiblen Bereich (31) in seiner Wandung einen Schlitz (5,5a) aufweist, der sich in Längsrichtung des Innenrohrs (3) betrachtet schraubenlinienförmig um die Längsachse (L) des Innenrohrs (3) herum windet und der entlang dieser Schraubenlinie (52,52a) betrachtet mäanderförmig verläuft.

(Fig. 1)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

EPO - DG 1
23. 09. 1998

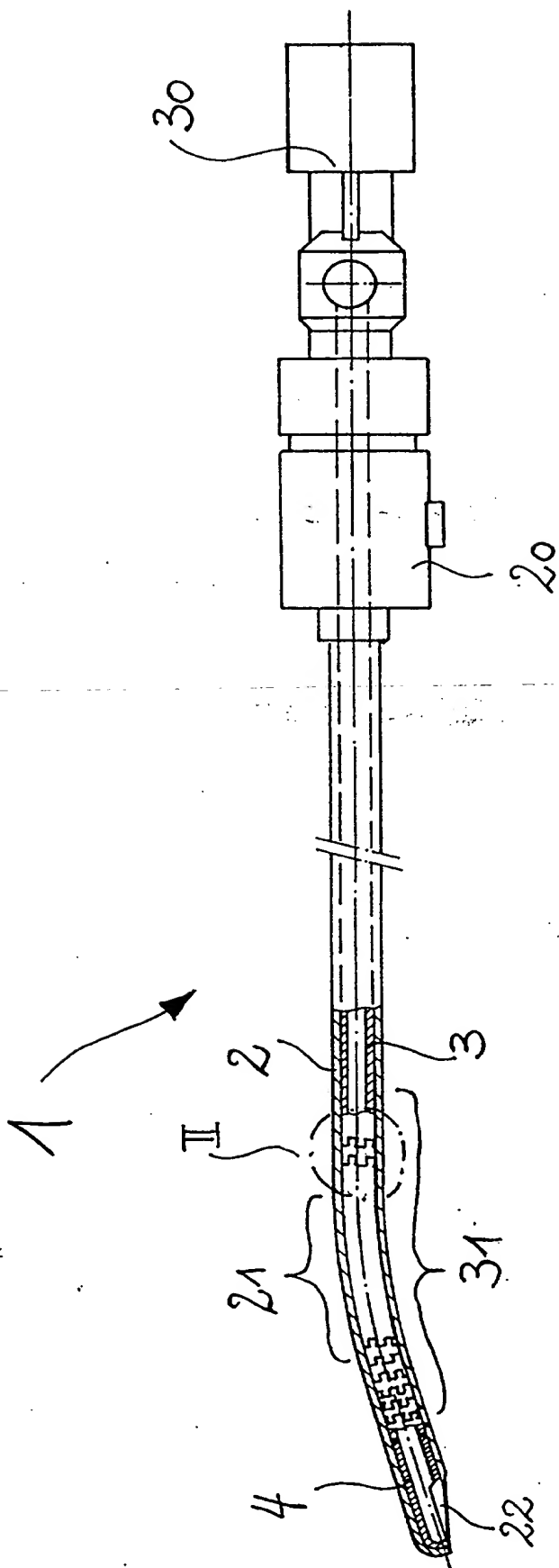
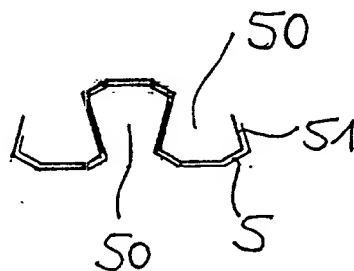
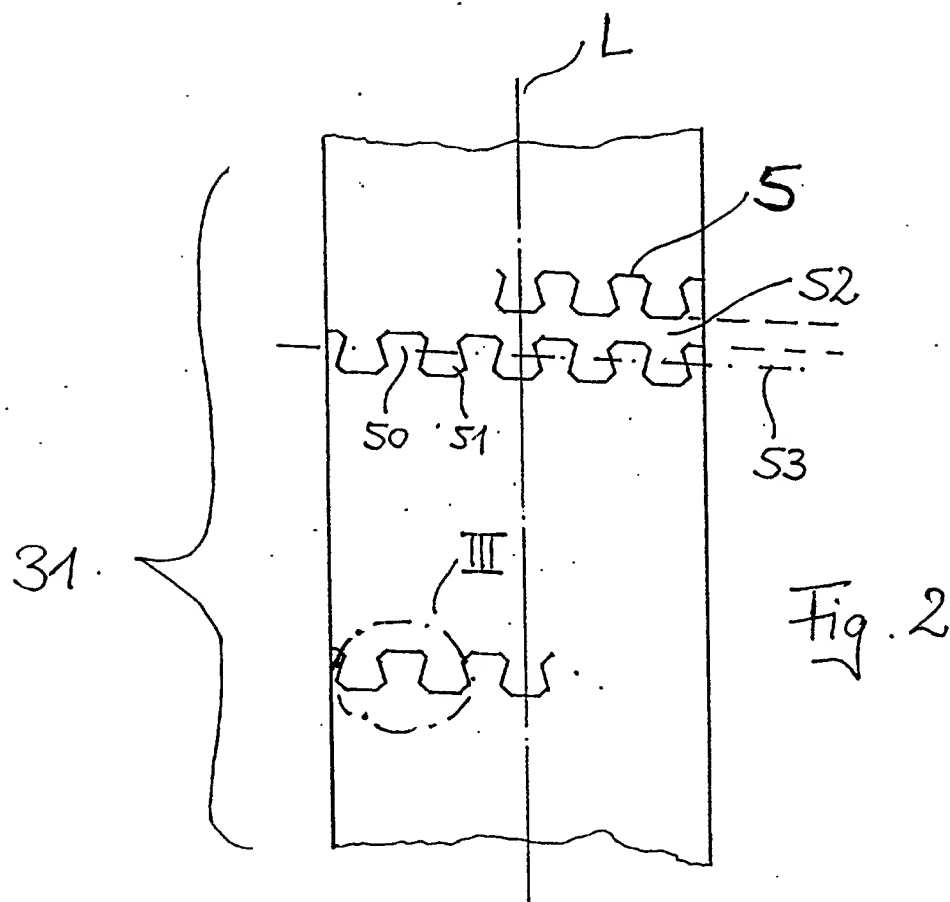
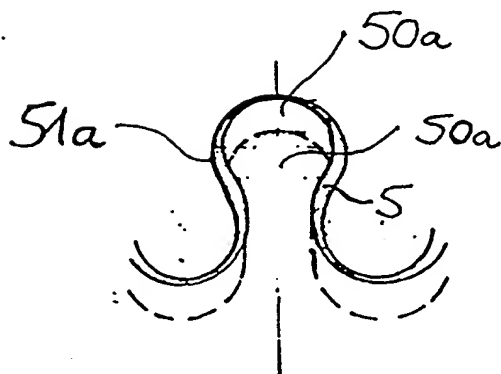
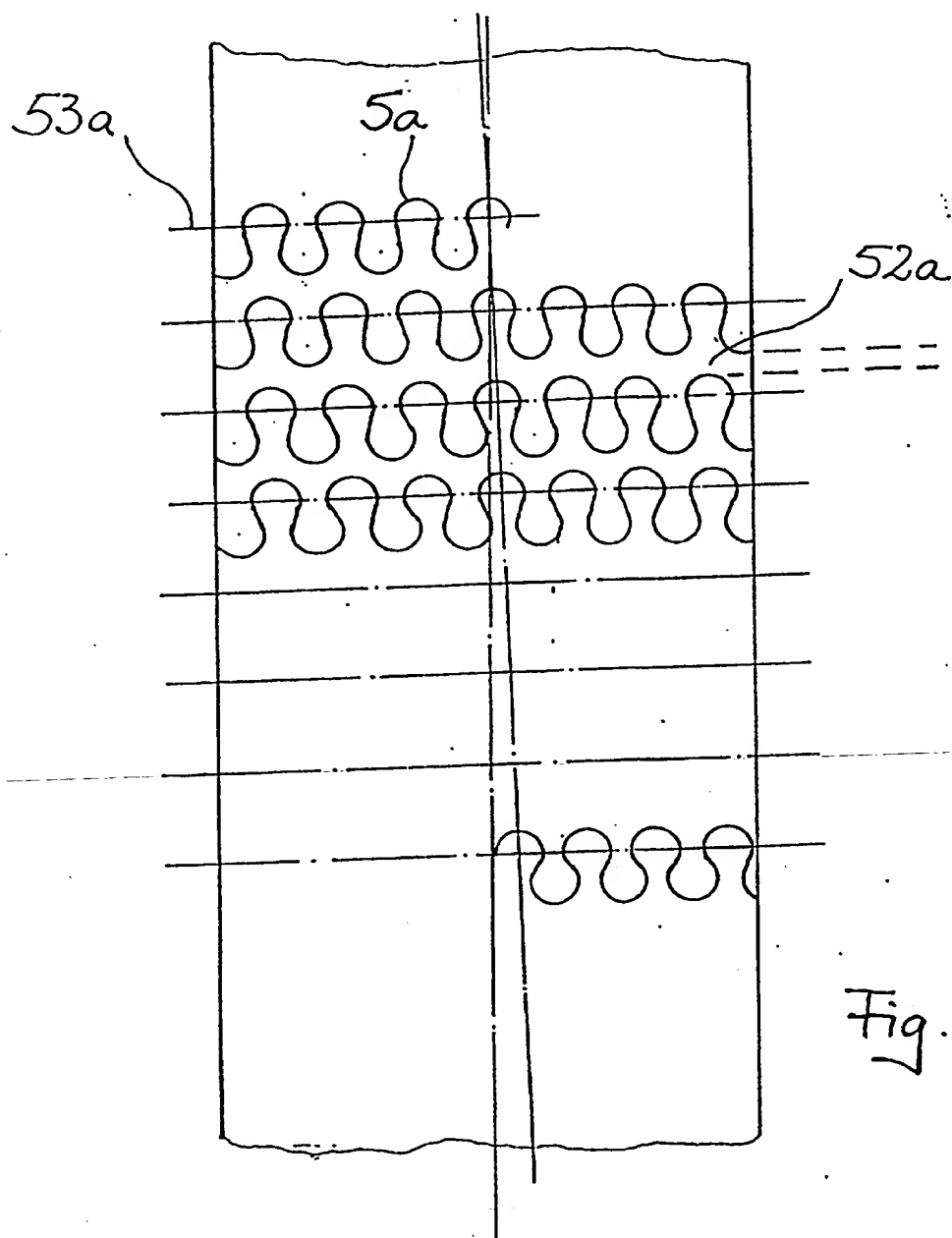
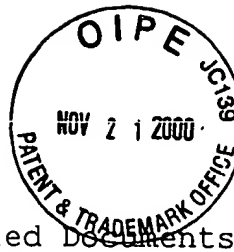


Fig. 1







THIS PAGE BLANK (USPTO)



US 4037

Translation of Originally filed Documents

Surgical Instrument

The invention concerns a surgical instrument ~~in accordance with the preamble of the independent claim.~~ 

Instruments of the kind categorizing the invention are available in innumerable embodiments. Instruments, as used in the area of endoscopy and in particular in the area of arthroscopy typically have an outer tube having an opening in the distal region, frequently in the vicinity of the distal end of the outer tube, into which tissue can be accepted. An inner tube is disposed in the outer tube having a cutting tool disposed in a distal region, frequently at the distal end of the inner tube. The cutting tool can be directly formed onto the inner tube or can be a separately manufactured component which is connected to the inner tube e.g. by means of welding. The cutting tool can be used to separate out tissue at the location of use by rotating the inner tube relative to the outer tube. The removed tissue is then suctioned-off, together with rinsing liquid normally used in this type of operation, with the assistance of vacuum and passed through the inner tube.

With typical (linearly extending) instruments used in the art of endoscopy and in particular in the field of arthroscopy, it is however sometimes difficult or even impossible for the surgeon to move the cutting tool to the desired location (e.g. the lower side of the patella, the upper and lower regions of the femurcondyle or portions of the crescent-shaped menisci, in particular the front and back horns

thereof) at which cutting of the tissue should be carried out. The term "tissue" herein refers to any kind of tissue, i.e. soft tissue, tissue of intermediate hardness (e.g. cartilage) or even very hard tissue (e.g. bone tissue). The term "cutting" accordingly refers to all conventional means of removal in this art, e.g. in particular cutting, milling etc.

In order to simplify advancement towards these locations which are not accessible or are at best accessible only with difficulty, other kinds of instruments are available which deviate from the typical linear shape, e.g. those in which the instrument is angled in the distal region. With the assistance of such instruments, it is easier to gain access to locations which are not accessible or are accessible only with great difficulty using the conventional linearly designed instruments.

It is immediately obvious that, when using such instruments having a non-linear shape, the rigid proximal component of the inner tube must transfer the driving force or the driving momentum to the cutting tool disposed at the distal region, preferentially on the distal end. However, towards this end, one must pass through the non-linear transitional region between the proximal portion of the inner tube and the cutting tool. In other words, the inner tube must transfer the driving force or the driving momentum past the non-linear transitional region to the cutting tool.

Towards this end, e.g. an instrument is described in EP-A-0,445,918 having a flexible transition region disposed between the rigid proximal region and the distal region. This flexible transitional region is configured in such a fashion that a plurality of discrete openings are provided at this

location in such a fashion that the diameter of the inner tube is alternately reduced in the horizontal and vertical directions, each perpendicular to the longitudinal axis of the inner tube, so that only bridge regions are present in these locations, wherein neighboring bridges are however connected to each other.

The mutually connected bridges guarantee the flexibility of the inner tube in the transitional region while nevertheless facilitating a transfer of forces or momenta to the distally disposed cutting tool. However, the forces or momenta which can be transferred with a flexible transitional region of this kind are somewhat limited. The limitation of the forces or momenta which can be transferred to the cutting tool is also the intended purpose of this design, since the bridges also serve as intended breaking locations. Should the forces or momenta acting on the cutting tool exceed a predetermined limiting value, the bridges break. One thereby prevents the introduction of extremely large forces or momenta onto the cutting tool which could fracture same, wherein individual broken pieces of the cutting tool could gain entrance to the location of the operation and into the tissue.

As already mentioned, the forces or momenta which are to be transferred are limited. Precisely for the case of alternating loads which, for example, occur during oscillating operation of such instruments (continuous change of the rotation direction of the inner tube relative to the outer tube), the bridges can be quickly broken. On the other hand, oscillating operation is an optional mode of operation for an instrument of this type which is extremely useful, since precisely for tissue having intermediate hardness and for hard tissue it is often not possible to predict which rotational direction is suitable for removal of the tissue.

This depends in part on the geometrical configuration of the tissue to be removed and on the direction from which one gains entrance to the tissue to be removed. In some of such cases, one can effect removal of the tissue using oscillating operation of the instrument, which would be difficult or even impossible using operation in only one single rotational direction. However, this necessitates transmission of the alternating load from the proximal region of the inner tube to the cutting tool.

It is therefore the purpose of the invention to propose an instrument having an inner tube with a flexible region, which can also be used with non-linear instruments, wherein the flexible region of the inner tube should have a sufficient degree of alternating load strength to be able to withstand the alternating loads during oscillating operation. Moreover, the inner tube should be easy to manufacture, since it is also a purpose of the invention to propose a tube per se, having a flexible region with sufficient strength with respect to alternating loads for withstanding same. Clearly, the inner tube itself must also be sufficiently leak-tight in precisely this flexible region such that the suctioned off tissue portions cannot escape out of the inner tube.

^{Ins 03} This purpose is achieved with an instrument ²⁴ ~~having the features of the independent claim.~~ In particular, a surgical instrument for the removal of tissue has an outer tube having an opening for the acceptance of tissue in a distal region thereof, preferentially in the vicinity of the distal end of the outer tube. In addition, the instrument comprises an inner tube disposed within the outer tube and a rigid proximal region to transfer forces or momenta acting on this proximal region to a distal region of the inner tube, preferentially to the distal end of the inner tube. In

addition, the instrument comprises a cutting tool disposed at the distal region of the inner tube, preferentially on the distal end of the inner tube, in order to cut tissue subjected to the cutting tool in the vicinity of the opening of the distal region of the outer tube. The inner tube has a flexible region between its rigid proximal region and the cutting tool. The inner tube has a slit in its wall at the flexible region which, as viewed in the longitudinal direction of the inner tube, winds in a helical path about the longitudinal axis of this inner tube, and meanders back and forth about this helical line. This configuration gives the necessary strength with respect to alternating loads while maintaining the necessary flexibility. The terms "cutting" and "cutting tool" are intended, as already mentioned above, to include all of the usual types of tissue removal in this art, in particular cutting, milling and the like and tools performing these acts such as cutting tools, milling tools etc..

In an embodiment of the instrument, the meandering slits define alternating teeth and recesses, wherein each recess has an associated tooth and each tooth is disposed within a recess. The teeth and the recesses are shaped in such a fashion that an axial slippage of a tooth out of a recess is impossible. Even in the event of instruments having an angled distal region with which the flexible region is necessarily separated in an axial direction, the teeth thereby always remain in engagement with the corresponding recess during rotation of the inner tube so that the forces or the momenta are securely transmitted to the cutting tool.

An additional configuration is distinguished in that the opening provided in the outer tube for acceptance of the tissue is disposed in the distal end region of the outer tube

and the cutting tool is disposed on the distal end of the inner tube. In principle, the opening can also be provided at a location other than the distal end of the outer tube. The case in which the opening is provided at the distal end of the outer tube is however the most frequent one, since, if possible, one would like to insert the instrument to as shallow a depth as possible into the body of the patient or his or her joint.

The width of the slit in the wall of the inner tube can e.g. lie in the range between approximately 0.05 mm to approximately 1 mm and the thickness of the wall of the inner tube can lie in the range of approximately 0.1 mm to approximately 0.7 mm, in particular, in the range of approximately 0.15 mm to approximately 0.5 mm.

The pitch of the helical path along which the slit provided in the wall of the inner tube can e.g. lie in the range between approximately 0.5 mm/winding to approximately 4 mm/winding.

The cutting tool can be a separately manufactured element which is connected to the distal end of the inner tube. This facilitates a separate manufacture of the cutting tool and the inner tube to simplify manufacture while nevertheless allowing the cutting tool and the inner tube to be reliably connected to each other, e.g. by means of welding to guarantee transfer of the forces or momenta onto the cutting tool. Alternatively, the cutting tool and the inner tube can be produced as an integral, single piece.

In an additional embodiment, the outer tube can extend linearly in the proximal region, whereas the distal region of the outward tube at which the cutting tool is disposed can be

configured to deviate from the straight line determined by the proximal region ("angled off"). In this case, the inner tube is configured in such a fashion that the flexible region of the inner tube is disposed in the transitional region between the proximal and distal portions of the outer tube.

The distal region of the outer tube itself can thereby be configured in a linear fashion. The flexible region of the inner tube is disposed at the transitional region where the proximal region and the distal region meet.

An additional independent aspect of the invention concerns a tube (e.g. the inner tube mentioned above in connection with the instrument) having a rigid proximal region and a flexible region disposed distally with respect to the rigid proximal region. The flexible region of the tube has a slit in its wall which, as viewed in the longitudinal direction of the tube, winds in a helical fashion about the longitudinal axis of the tube and meanders with respect to this helical line. This tube has advantages corresponding to those already mentioned in connection with the instrument (strength with respect to alternating loads, leak tightness, secure transmission of the necessary forces and momenta).

The meandering slit defines alternating teeth and recesses, wherein each recess has an associated tooth and each tooth is disposed in a recess and the teeth and the recesses have a shape which prevents an axial slipping of the teeth out of the recesses.

The width of the slit in the wall of the tube can lie in a range between 0.05 mm to approximately 1 mm, the tube wall thickness can be in the range between approximately 0.1 mm to

approximately 0.7 mm, and in particular in a range between approximately 0.15 mm to approximately 0.5 mm.

The pitch of the helical line along which the slit provided in the wall of the inner tube extends can lie in a range between approximately 0.5 mm/winding and approximately 4.0 mm/winding.

The invention is described more closely below with regard to the drawings, partially in schematic representation and/or in section.

Ins
as

Fig. 1 shows an embodiment of a surgical instrument in accordance with the invention in an assembled state,

Fig. 2 shows the section II of the flexible region of the inner tube of figure 1,

Fig. 3 shows the section III of the flexible region of figure 2,

Fig. 4 shows a section of another embodiment of the flexible region, and

Fig. 5 shows the section V of the flexible region of figure 4.

Ins
as

Figure 1 shows an embodiment of a surgical instrument 1 in accordance with the invention. The instrument 1 clearly comprises an outer tube 2 in which an inner tube 3 is disposed for rotation. The surgical instrument 1 can be accepted by a handle (not shown) in which a rotating drive, e.g. an electrical motor, can be provided for rotational drive of the inner tube 3. The proximal end of the inner tube

is firmly connected to a coupling member 30 for coupling to the rotating drive by bringing the coupling member 30 into engagement therewith. The proximal end of the outer tube 2 is firmly connected to a locking member 20 which, in turn, can be accepted by and locked within the handle (not shown). The coupling member 30 and the inner tube 3 connected thereto can be rotated relative to the locking member 20 and relative to the outer tube 2 connected thereto.

The proximal region of the inner tube extends in a rigid manner from the proximal end region towards a flexible region 31. This flexible region 31 of the inner tube 3 extends past curved region 21 of the outer tube 2 substantially up to a cutting tool 4 which is connected to the distal end of the inner tube 3. The cutting tool 4 can be a separately manufactured element which is subsequently connected to the inner tube 3 using an appropriate connecting technique e.g. by means of welding. Alternatively, the cutting tool 4 and the inner tube 3 can be integral, that is to say, made from a single piece. The designation "cutting" and "cutting tool" refer, as already mentioned a plurality of times above, to all types of removal processes conventional in this art such as e.g. cutting, milling and the like as well as to the associated tools e.g. cutting tools, milling tools and the like. The cutting tool 4 can remove tissue which can be accepted into an opening 22 at the distal end of the outer tube 2. The tissue removed in this fashion can be suctioned through the inside of the inner tube 3. One thereby guarantees, as will be further described below, that the removed tissue which has been suctioned into the inner tube 3 does not escape out of the inside region of the inner tube 3. In addition, the manner in which the flexible region 31 is configured guarantees that the forces and momenta occurring during oscillating operation are securely transmitted to the

cutting tool 4, wherein the flexible region 31 has an alternating load strength which is sufficient therefor.

Figure 2 shows the section II of the flexible region 31 of the inner tube 3 in an enlarged, unfolded representation. Figure 3 shows an enlarged section of figure 2. As seen in figure 2, a slit 5 is provided for in the wall of the inner tube 3 which winds about the longitudinal axis L of the inner tube 3 in a helical fashion. (Although the slit is not shown in the drawing along the entire length of figure 2, it is in fact disposed along the entire region 31). The slit 5 meanders back and forth relative to the helical path. The meandering dependence of the slit 5 defines alternating teeth 50 and recesses 51. A tooth 50 projects into each of the recesses 51 formed by the slits 5. Inspection of two slits disposed one above the other, leads to observation of a bridge 52 formed between these two slits. Teeth extend axially away from this bridge in an alternating fashion in the upper and in the lower directions and project into corresponding recesses 51. Each tooth 50 and recess 51 thereby has a shape which prevents an axial slippage of the tooth out of a recess 51. Clearly, for curved (angled) instruments in accordance with figure 1, the flexible region 31 of the inner tube 3 is subjected to a tensile load. The slit 5 must therefore be configured in such a fashion that the teeth 50 and recesses formed thereby wind through the curved region 21 of the outer tube 2 while facilitating transmission of the necessary forces or momenta to the cutting tool 4 while, in particular, having the necessary alternating load strength required for oscillating operation.

In a typical embodiment, the thickness of the inner tube 3 wall lies in the range between approximately 0.1 mm to approximately 0.7 mm, in particular in the range between

approximately 0.15 mm to approximately 0.5 mm. The width of the slit 5 can lie in the range between approximately 0.05 mm to approximately 1 mm. The width of the slit can thereby change along its travel and must not be constant along every portion thereof. The helical path 53 of the slit 5 along which the meandering slit 5 extends can e.g. have a pitch lying in a range between approximately 0.5 mm/winding to approximately 4 mm/winding (similar to the pitch of a thread) and, in particular, assume values of approximately 0.9 mm. The bridge 52 can e.g. have a width of approximately 0.3 mm. The entire inner tube 3 can have a diameter of approximately 3 mm. Clearly, these values are only to be considered as examples and can be adjusted to the appropriate requirements and conditions.

An inner tube 3 configured in this fashion can be used to suction-off tissue components, removed with the assistance of a cutting tool 4, along with a rinsing liquid through the inner region of the inner tube 3 without having the tissue components pass through the slit 5 to gain entrance to the region between the inner tube 3 and the outer tube 2 which could lead to seizing of the inner tube 3 within the outer tube 2.

Another embodiment of the flexible region is shown in figure 4 in an unfolded representation. Figure 5 shows an enlargement of section V of figure 4. The reference symbols in figure 3 and figure 4 have been maintained with only the letter "a" being added. As seen in figure 4, the travel of the slit 5a along the helical path 53a has a different orientation than that of figure 3 (similar to a right-handed thread, whereas the helical line 53 in figure 3 travels like a left-handed thread). The shape of the teeth 50a and the recesses 51a has changed from a "square" configuration

(figure 2 and figure 3) to a "rounded" configuration. A slippage of the tooth 50a out of a recess 51a is still prevented. This can be particularly clearly seen in figure 5, wherein the tooth 50a is disposed in the recess 51a with (dashed lines) and without (solid lines) tensile loading. For the case of tensile loading (dashed lines) which is normally the case for instruments having a curved outer tube transitional region between the proximal and distal regions, the tooth 50a securely seats sidewardly on the recess 51. Without tensile loading (solid lines) a small amount of play (namely the width of the slit at the corresponding location) remains. One can also easily see in figure 5 that the width of the slit can vary along the slit 5a. The slit is thereby significantly wider in the side region than at the head end.

Clearly, there are a plurality of additional possibilities for the travel of the meandering slit. It is only important that the teeth formed thereby do not slip, in the axial direction, out of their associated recesses. The shape of the teeth and of the recesses as well as the other parameters such as the pitch of the helical path, the width of the bridge, the width of the slit and its variation along the slit etc. can each be adapted to the respective requirements. This can, in particular, depend on the type of tissue which the cutting tool should remove (soft tissue, tissue of intermediate hardness, or very hard tissue). Clearly, the type of removal procedure (cutting, milling and the like) can also be adjusted to the respective tissue by choosing an instrument having an appropriate cutting tool.

a ¹ ~~Claims~~ ^{Claim}

1. Surgical instrument (1) for the removal of tissue, comprising an outer tube (2) having an opening (22), for accepting tissue, in a distal region, preferentially in the vicinity of the distal end of the outer tube (2) and with an inner tube (3) disposed within the outer tube (2) and having a rigid proximal region for transmitting forces or momenta acting on this proximal region to a distal region of the inner tube (3), preferentially to the distal end of the inner tube (3), and also with a cutting tool (4) disposed at the distal region of the inner tube (3), preferentially on the distal end of the inner tube (3), for cutting tissue subjected to the influence of the cutting tool (4) in the vicinity of the opening (22) of the distal region of the outer tube (2), wherein the inner tube (3) comprises a flexible region (31) between its rigid proximal region and the cutting tool (4), **characterized in that** the inner tube (3) has a slit (5, 5a) in its wall at the flexible region (31) which, as seen in the longitudinal direction of the inner tube (3), winds in a helical path about the longitudinal axis (L) of the inner tube (3) and which meanders back and forth with respect to this helical path (52, 52a).
2. Surgical instrument according to claim 1, characterized in that alternating teeth (50, 50a) and recesses (51, 51a) are defined by the meandering slit (5, 5a), wherein each recess (51, 51a) has an associated tooth (50, 50a) and each tooth (50, 50a) is disposed in a recess (51, 51a) and the teeth and the recesses have a shape which

prohibits an axial slippage of a tooth (50, 50a) out of a recess (51, 51a).

3. Instrument according to any one of the claims 1 or 2, characterized in that the opening (22) provided in the outer tube (2) for acceptance of the tissue is disposed in the distal end region of the outer tube (2) and the cutting tool (4) is disposed at the distal end of the inner tube (3).
4. Instrument according to any one of the claims 1 to 3, characterized in that the width of the slit (5, 5a) in the wall of the inner tube (3) lies in a range between approximately 0.05 mm to approximately 1 mm and the thickness of the wall of the inner tube (3) lies in a range between approximately 0.1 mm to approximately 0.7 mm, in particular in a range between approximately 0.15 mm to approximately 0.5 mm.
5. Instrument according to any one of the preceding claims, characterized in that the pitch of the helical line (53, 53a) along which the slit (5) provided in the wall of the inner tube (3) travels lies in a range between approximately 0.5 mm/winding to approximately 4 mm/winding.
6. Instrument according to any one of the preceding claims, characterized in that the cutting tool (4) is configured as a separately manufacturable element which is connected to the distal end of the inner tube (3).
7. Instrument according to any one of the claims 1 to 5, characterized in that the cutting tool (4) is produced integral with the inner tube (3).

8. Instrument according to any one of the preceding claims, characterized in that the outer tube (2) extends in a linear fashion at the proximal region, and the distal region of the outer tube (2) at which the cutting tool (4) is disposed is configured to depart from the line defined by the proximal region, and the inner tube (3) is configured in such a fashion that the flexible region (31) of the inner tube (3) is disposed in a transitional region (21) extending between the proximal region and the distal region of the outer tube (2).
9. Instrument according to claim 8, characterized in that the distal region of the outer tube (2), as seen in and of itself, likewise extends in a linear fashion and the flexible region (31) of the inner tube (3) is disposed in the transitional region (21) at which the proximal region and the distal region join.
10. Tube having a rigid proximal region and a flexible region (31) disposed distally relatively to the rigid proximal region, characterized in that the tube (3) has a slit (5, 5a) in its wall at the flexible region (31) which, as seen in the longitudinal direction of the tube, winds in a helical fashion about the longitudinal axis (L) of the tube and meanders back and forth with respect to this helical line (53, 53a).
11. Tube according to claim 10, characterized in that the meandering slit (5, 5a) defines alternating teeth (50, 50a) and recesses (51, 51a), wherein each recess (51, 51a) has an associated tooth (50, 50a) and each tooth (50, 50a) is disposed in a recess (51, 51a) and the teeth

and the recesses have a shape which prohibits an axial slippage of a tooth (50, 50a) out of a recess (51, 51a).

12. Tube according to any one of the claims 10 or 11, characterized in that the width of the slit (5, 5a) in the wall of the tube lies in a range between approximately 0.05 mm to approximately 1 mm and the thickness of the wall of the tube lies in a range between approximately 0.1 mm to approximately 0.7 mm, in particular in a range between approximately 0.15 mm to approximately 0.5 mm.
13. Tube according to any one of the claims 10 to 12, characterized in that the pitch of the helical line (53, 53a) along which the slit (5, 5a) in the wall of the inner tube (3) extends, lies in the range between approximately 0.5 mm/winding to approximately 4 mm/winding.

add
a7

Abstract

A surgical instrument (1) for the removal of tissue comprises an outer tube (2) having an opening (22) for the removal of tissue, fashioned in a distal region, preferentially in the vicinity of the distal end of the outer tube (2). It further comprises an inner tube (3) disposed in the outer tube (2) and having a rigid proximal region for transferring forces or momenta acting on this proximal region to a distal region of the inner tube (3), preferentially to the distal end of the inner tube (3). The instrument further comprises a cutting tool (4) disposed at the distal region of the inner tube (3), preferentially at the distal end of the inner tube (3), for facilitating cutting of tissue which is subjected to the action of the cutting tool (4) in the vicinity of the opening (22) in the distal region of the outer tube (2), wherein the inner tube (3) has a flexible region (31) located between its rigid proximal region and the cutting tool (4). The inner tube (3) has a slit (5, 5a) in its wall in the flexible region (31) which, as viewed in the longitudinal direction of the inner tube (3) winds in a helical fashion about the longitudinal axis (L) of the inner tube (3) and meanders back and forth with respect to this helical line (52, 52a).

(Fig.1)

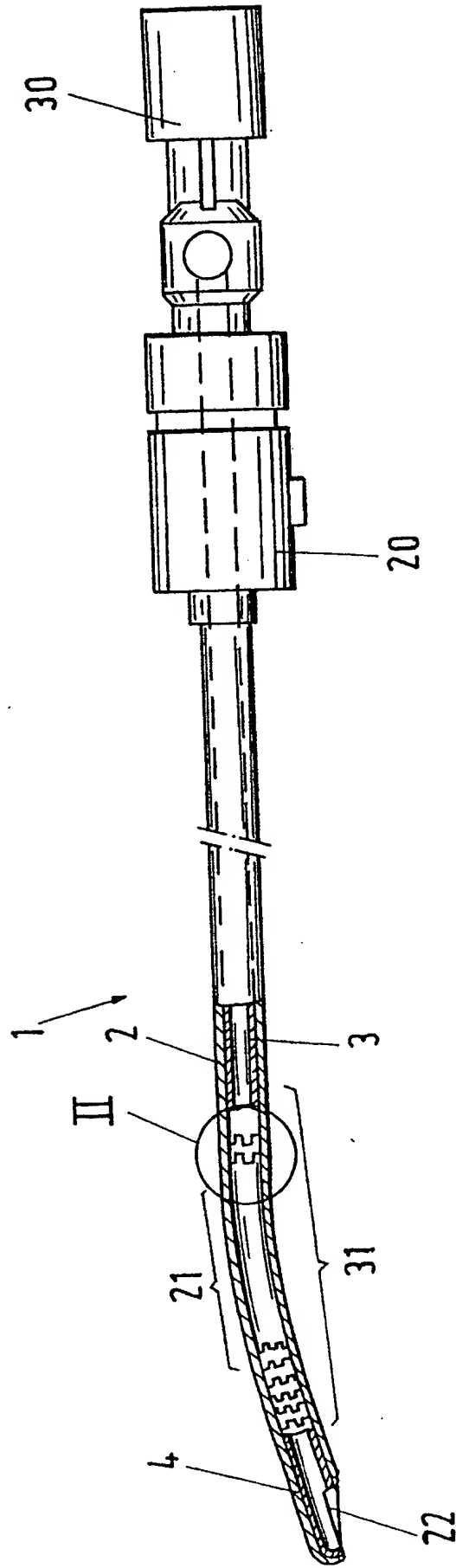


Fig.1

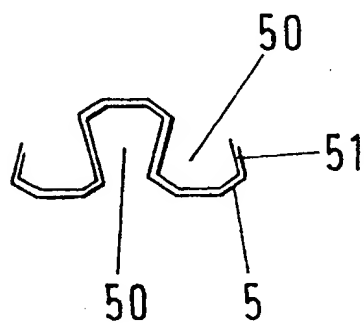
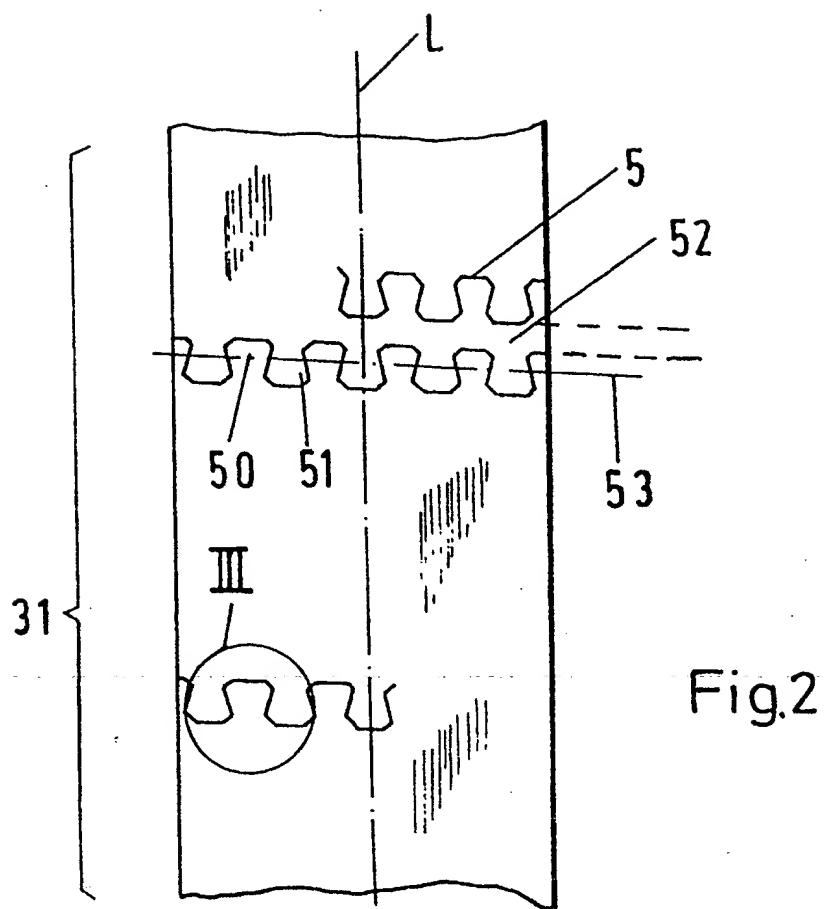


Fig.4

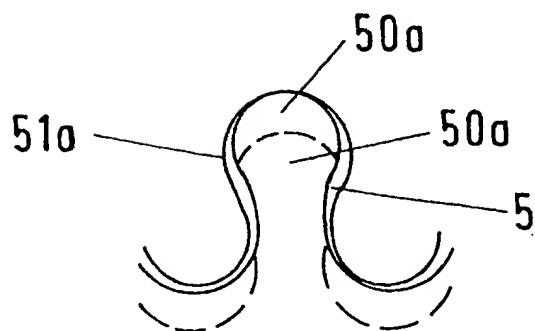
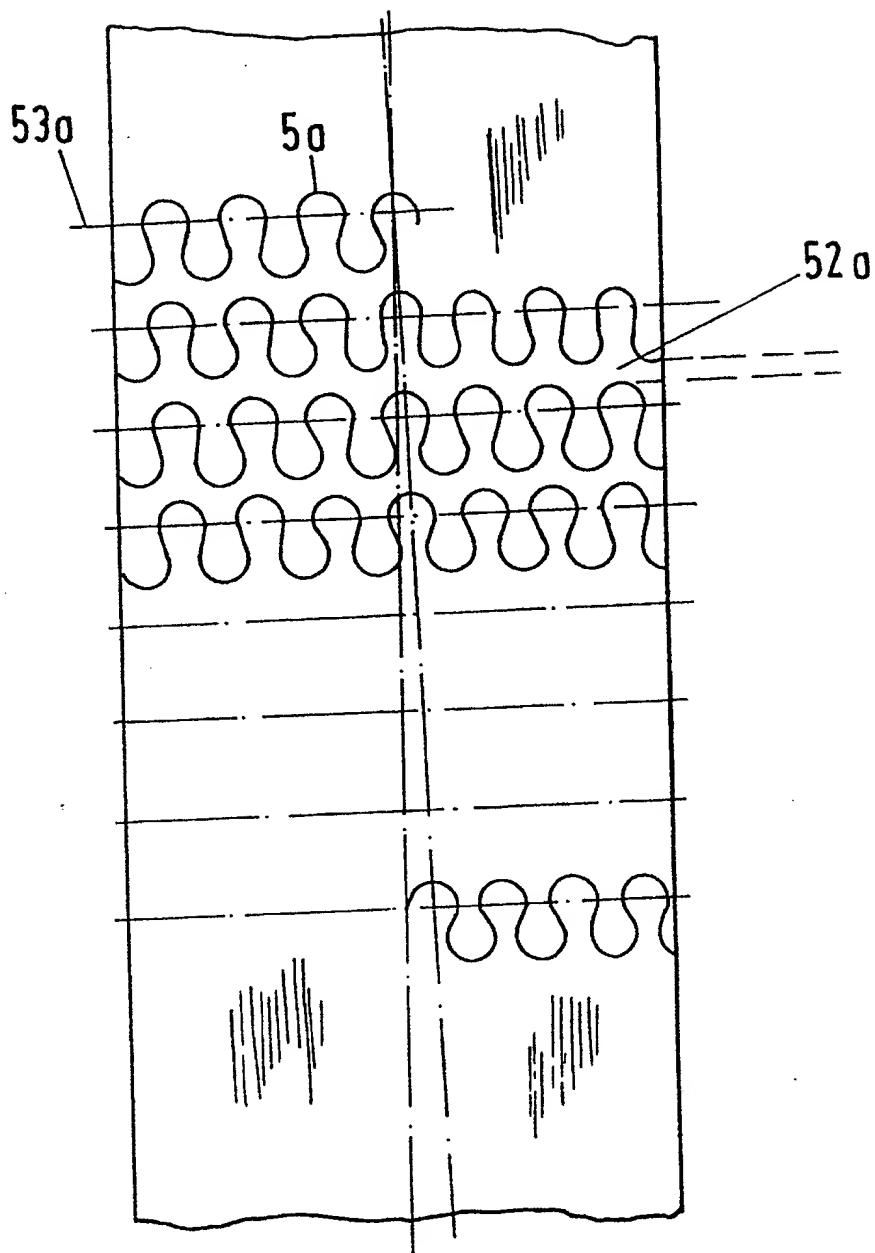


Fig.5

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)